

SISTEMA PARA EL PROCESAMIENTO DE IMAGENES CENTELLOGRAFICAS.

Infante O. Polo S. Rodriguez G.
Instituto Nacional de Cardiología
y Grupo de Ingeniería XYZ

1.- INTRODUCCION.

1.1) Posición de la Medicina Nuclear.

En las últimas décadas han surgido una serie de técnicas que han permitido el acceso a parámetros fisiológico y morfológicos que anteriormente requerían de intervenciones en ocasiones sumamente cruentas, o bien estos parámetros no podían evaluarse en el momento por carecerse de las herramientas adecuadas para su análisis [1].

Dentro de las técnicas a que se hace referencia podemos mencionar la Electrocardiografía, la Encefalografía, la Electromiografía y los Potenciales Cerebrales Evocados, como un subgrupo cuya base está en los fenómenos eléctricos del organismo. En otro subgrupo, se pueden considerar aquellas técnicas que requieren la conversión de la señal biológica a su contraparte eléctrica para su análisis por dispositivos de este tipo, tal como en el caso de la Termografía, la Balistocardiografía, la Fonocardiografía, la Respirometría, etc..

Otro subgrupo es aquel que se basa en el análisis de las modificaciones sufridas por una cierta señal no biológica al incidir sobre el organismo o al salir de él, como en el caso de los Rayos X, la Ecografía y el Ultrasonido. Es en este grupo donde habrá de incluirse a las técnicas de la Medicina Nuclear (MN), definidas como un conjunto de métodos incruentos que permiten el acceso a parámetros morfológicos y fisiológicos, cuya característica distintiva es el empleo de los radionúclidos para el diagnóstico y tratamiento de las enfermedades, tanto in vitro 2 como in vivo [2].

Los procedimientos de la Medicina Nuclear (MN), pueden englobarse en tres grupos: los Diagnósticos, los Terapéuticos y los Bioquímicos.

Dentro de los procedimientos diagnósticos se incluyen aquellos que conducen a obtener la imagen de un órgano en base a la administración al sujeto de un radionúclido en una forma química apropiada para el acceso a la información requerida, la que no se restringe a la forma y de ahí inferir la función, sino que la función está en la base misma de la imagen obtenida [2,3]. Es a este grupo de procedimientos de la medicina nuclear al que se hará referencia en estas notas, particularmente en lo que se refiere a los aspectos del procesamiento y adquisición de las imágenes digitales que se obtienen a partir de estos estudios.

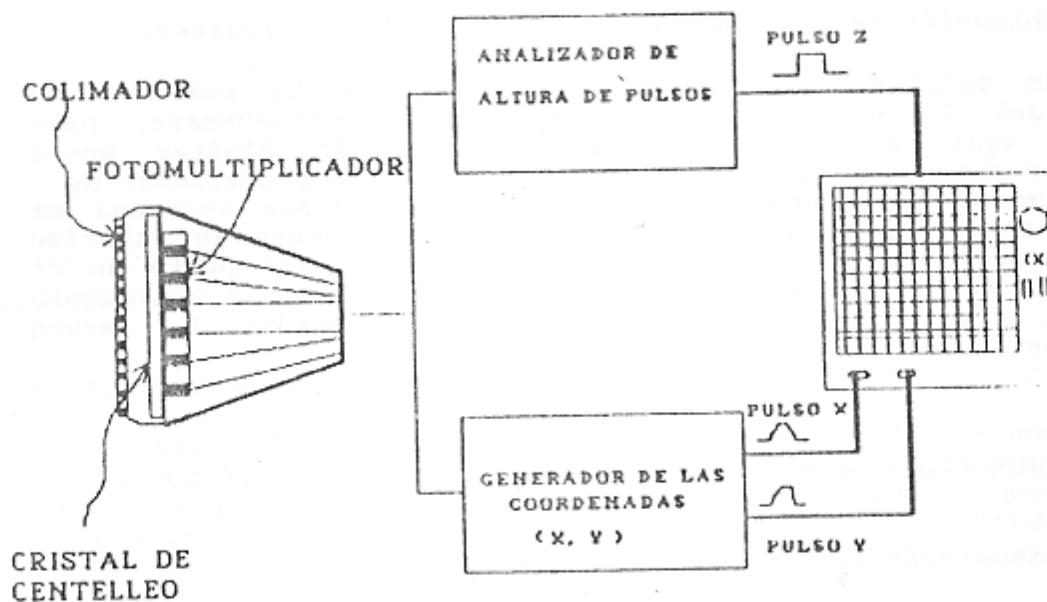


Figura 1. Esquema de una gammacámara.

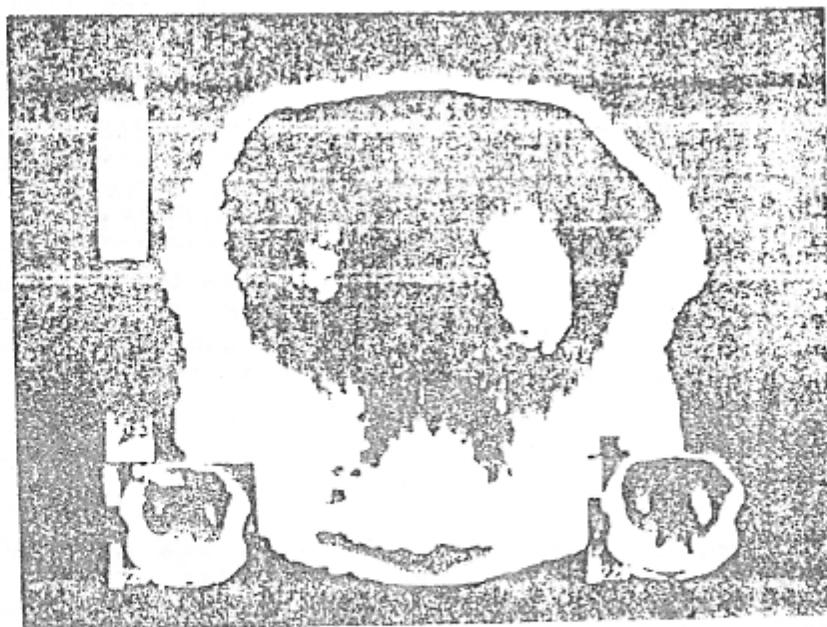


Figura 2. Una centellografía tomada de una fotografía con una cámara polaróid pusada sobre el osciloscopio de persistencia

1.3.- Obtención de imágenes digitales en Medicina Nuclear.

Teniendo entonces las coordenadas (X,Y) de la posición de incidencia del fotón gamma entregadas por la gammacámara, para generar de aquí una imagen digital, basta con digitar estas coordenadas y asignar a cada posición un contador de centelleos, de forma que en el transcurso del tiempo el valor que contenga el contador correspondiente a un punto (X,Y) dado, estará en relación directa con el nivel de actividad incidente sobre ese punto en el cristal (fig. 3) [4]. De aquí, basta entonces con asignar una escala de colores o de brillo a cada valor para obtener la imagen correspondiente.

2.- DESCRIPCION DEL SISTEMA FISICO.

2.1.- Etapa para la captura de datos.

El sistema que enseguida se describe es uno que se puede conectar a cualquier gammacámara, dado que utiliza enchufes en 'T' para sacar las coordenadas (X,Y) de las líneas que las gammacámaras regularmente utilizan para generar los destellos sobre el osciloscopio (fig. 4). Estas coordenadas se pasan a dos convertidores de analógico a digital

(A/D) -uno para X y otro para Y- de 10 bits y 20 μ s de tiempo de conversión cada uno, que inician la conversión cuando les llega un pulso de validación Z.

Los datos así generados se envían a una microcomputadora personal (MP) tipo AT-386, para lo cual existe una interfase que se conecta al canal de datos de esta máquina sobre una ranura de expansión. Esta interfase permite también que cuando la MP ha leído el dato, se prepare al A/D para una nueva conversión (fig. 5).

Por otro lado, otro circuito que se utiliza para condicionar al sistema al momento de la captura de las coordenadas (X,Y) digitadas es el detector de QRS (figs. 4 y 5). Esto permite que se realice la captura de datos en sincronía con los pulsos cardiacos. Esto último se describe brevemente mas adelante.

2.2.- Descripción del equipo de computo y de video.

El equipo de cómputo utilizado es un sistema que utiliza una microcomputadora personal tipo AT-386 comercial, bajo una configuración que incluye 1 Megabyte de RAM, un disco duro de 80 Megabytes, un ratón, un puerto paralelo, un puerto serie y dos unidades de disco flexible: una de 5.25" con 1.2 Megabytes de capacidad y otra de 3.5" con 1.44 Megabytes de capacidad.

El sistema de video utilizado consta de una tarjeta controladora de video Super-VGA, la que permite una resolución de 640x400 elementos (pixeles) de resolución y 256 niveles de color (o 64 de

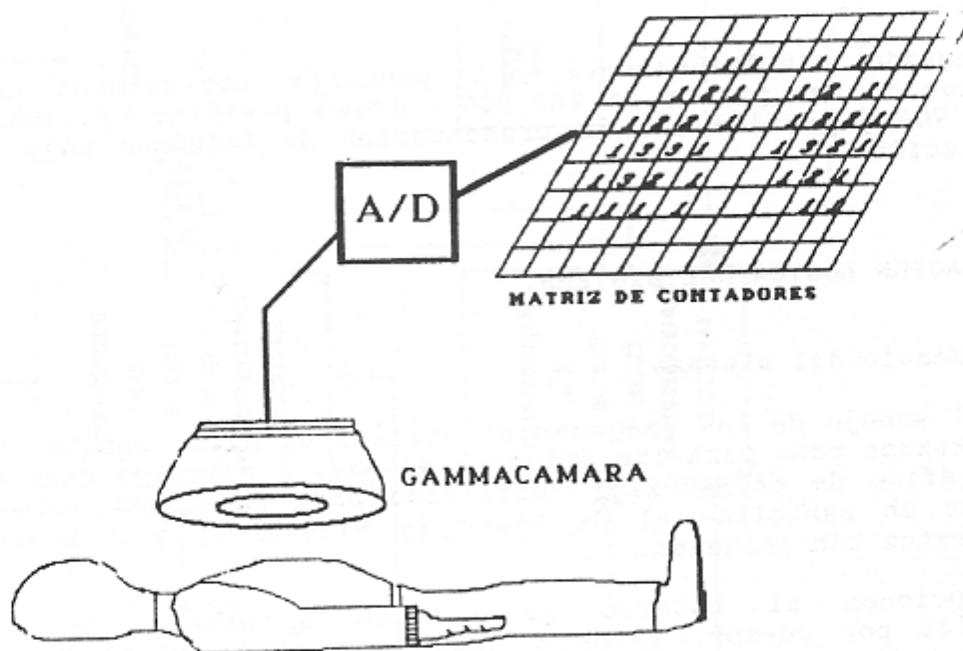


Figura 3. Relacion entre centelleos sobre el cristal y una matriz de contadores.

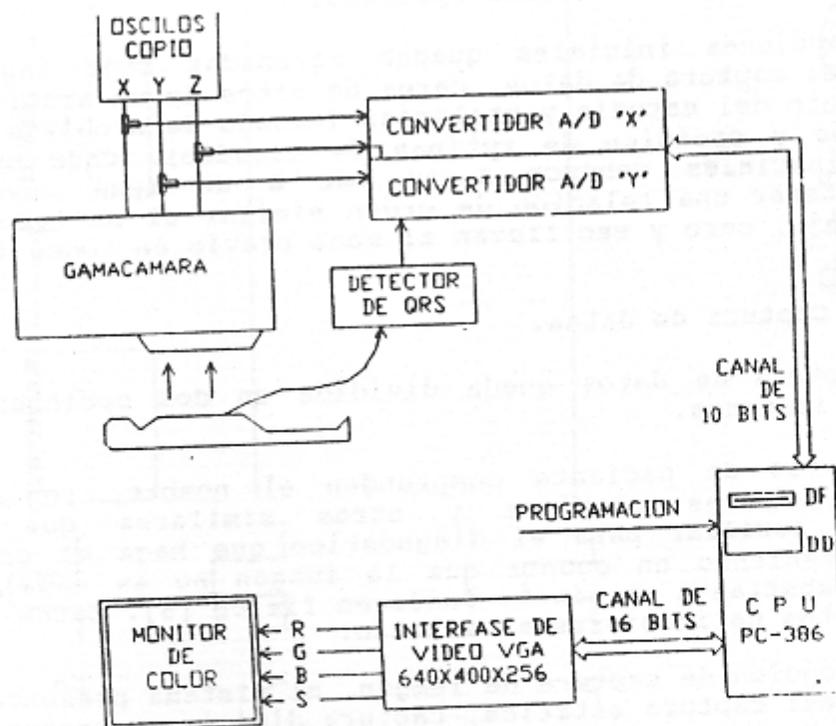


Figura 4
SISTEMA DE IMAGENES DIGITALES DE MEDICINA NUCLEAR

gris) presentados simultáneamente en la pantalla. Los colores pueden seleccionarse de una paleta de 262,000 colores posibles. El monitor es también VGA y permite así la presentación de imágenes bajo esta misma resolución.

3.- ORGANIZACION LOGICA DEL SISTEMA.

3.1.- Manejo del sistema.

Para el manejo de las imágenes se utiliza el mismo monitor VGA, tanto para textos como para las imágenes mismas, a momentos cambiando del modo gráfico de 640x400x256 -utilizado para la presentación de las imágenes en pantalla- al de texto (y viceversa) y a momentos mezclando textos con imágenes.

Las opciones al usuario se manejan a manera de menús seleccionables por cursor, ratón o números y se ha dividido a la pantalla de texto en regiones que presentan letreros predefinidos. Así, en la parte superior se muestran datos fijos a un estudio tales como el nombre y registro del paciente, en la parte izquierda se presenta el menú de opciones, etc..

3.2.- Organización de las opciones.

Las opciones iniciales quedan agrupadas bajo las relaciones clásicas de: captura de datos, carga de datos de un archivo en disco, procesamiento del estudio y utilerías (manejo de archivos, generación de reportes y creación de rutinas de estudio). Cada una de estas opciones iniciales conduce a su vez a un menú cuyas opciones pretenden tener una relación de orden similar al de todos los demás menús (p. ej., cero y esc llevan al menú previo en todos los menús).

3.3.- Captura de datos.

La captura de datos queda dividida en dos opciones: datos de paciente e imágenes.

Los datos de paciente comprenden el nombre, registro, edad, sexo, antecedentes clínicos y otros similares que sirven de información auxiliar para el diagnóstico que haga el especialista; todo ello teniendo en cuenta que la imagen no es nada más que un modelo que abstrae a un cierto fenómeno físico [5]. Estos datos deben cargarse antes de iniciarse el estudio.

En la opción de captura de imagen, el sistema presenta tres posibilidades: captura estática, captura dinámica o captura sincrónica. En todos los casos existe la opción de capturar la imagen en una matriz de tamaño predefinido (64x64, 128x128 o 256x256 elementos) y con 8 bits de profundidad.

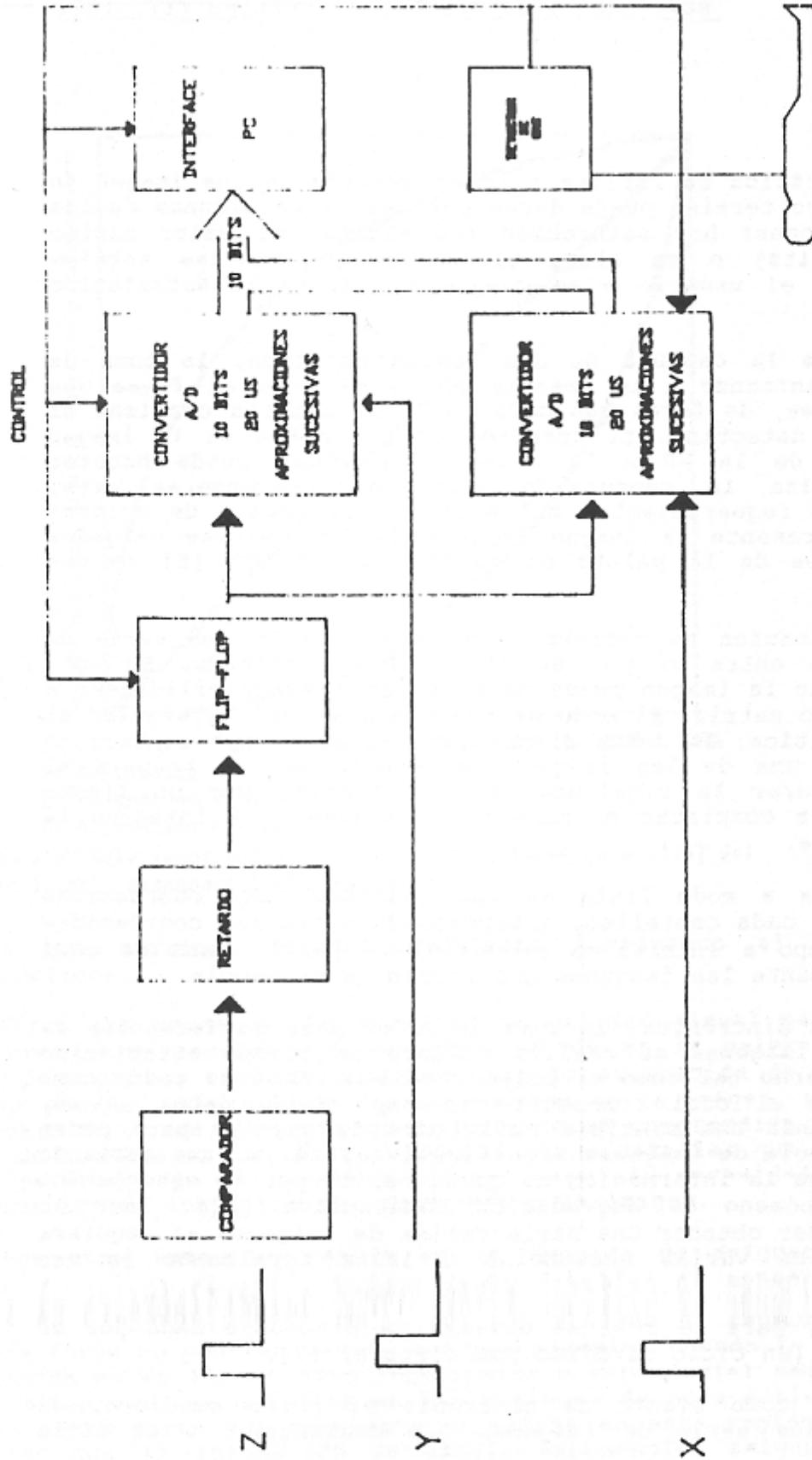


Figura 5. CONVERTIDOR A/D

La captura estática se refiere a la generación de una imagen en un tiempo dado, cuyo término puede darse por cumplirse algunas de las siguientes condiciones: hay saturación (se alcanza el valor máximo permitido en 8 bits) o se llega al número de cuentas totales predeterminado por el usuario o se cumple el tiempo preestablecido [6,7].

En el caso de la captura de una imagen estática, la toma de datos se hace organizando a la memoria en la MP como si fuese una matriz de contadores, de forma que cada celda de memoria contiene el número de cuentas detectado. El traslado de los datos de la imagen desde la memoria de la MP a la memoria de video puede hacerse conforme se realiza la captura o luego de suspenderse esta, dependiendo de los requerimientos del estudio. La escala de colores bajo la cual se presente la imagen depende de los valores cargados sobre los registros de la paleta de colores de la VGA [5] en ese instante.

La captura dinámica se refiere a la formación de una serie de imágenes separadas entre sí por un tiempo bien definido. En este caso, la captura de la imagen puede darse bajo dos posibilidades: a modo lista o a modo matriz. El modo de captura a matriz es similar al de la captura estática; la única diferencia radica en que al término de la captura de una de las imágenes secuenciales, se prepara al sistema para capturar la siguiente imagen (también por un tiempo predefinido), hasta completar el número de imágenes que integran la secuencia requerida.

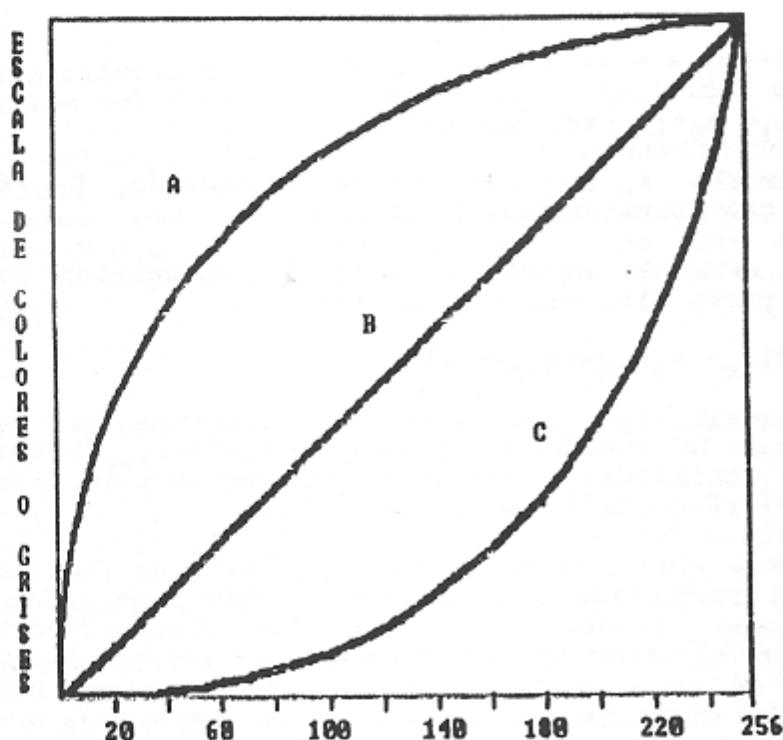
En la captura a modo lista se van guardando las coordenadas correspondientes a cada centelleo, intercalando entre las coordenadas una marca de tiempo a intervalos predefinidos [6,7], para de aquí generar posteriormente las imágenes que forman la secuencia.

En la captura sincrónica, la toma de datos para la formación de una secuencia de imágenes se realiza durante un tiempo establecido por un evento externo tal como el pulso cardiaco. En este caso, como el tiempo durante el cual transcurre la captura de datos es muy corto, no se alcanza una cantidad suficiente de cuentas para poder obtener una secuencia de imágenes significativas, (i. e. una serie de imágenes en las que la información no quede oculta por lo estocástico intrínseco al fenómeno de degradación radioactiva [2]). Dado lo anterior, para poder obtener una serie válida de imágenes se requiere de la capturar de varias secuencias e ir las empalmando lo mas precisión posible, para lo cual se utiliza la sincronía dada por el evento de interés (un ciclo cardiaco por ejemplo) [7].

Así, tomando como evento de sincronía el pulso cardiaco, es posible obtener una serie de imágenes que contengan a el ciclo cardiaco completo.

3.4.- Procesamiento de imágenes de la medicina nuclear.

Los procesos usuales en medicina nuclear pueden agruparse en dos categorías: los que resaltan la calidad iconográfica de las imágenes



- A: Asignación de escala logarítmica.
 B: Asignación lineal.
 C: Asignación exponencial.

Figura 6. Relaciones entre datos y escala colores (o brillo) del tipo lineal, exponencial y logarítmica.

y los que corrigen algunos problemas intrínsecos al empleo de radionúclidos.

Entre los procesos que resaltan la calidad visual están los de reasignación de escalas, ya sea por cambios en la paleta utilizada [5] o por cambios en las funciones para la asignación de la escala. Así por ejemplo, si se tienen pocas cuentas en la imagen, reasignando la escala de forma que ésta quede totalmente comprendida dentro del rango de cuentas en la imagen, podrían verse detalles que tal vez no se apreciarían bajo la escala original; esto sin necesidad de variar el contenido de los datos que conforman a la imagen.

Por otro lado, un cambio en la función de asignación de la escala de colores también podría darle detalles al especialista que de otra forma no podrían verse. Así por ejemplo, cuando la función de asignación no es lineal sino logarítmica o exponencial negativa (*), se permiten ver más detalles en las regiones de poca actividad, dado que la mayor parte del contraste se asigna en esta región (fig. 6), mientras que la asignación de escala exponencial asigna el mayor contraste sobre la región con más actividad. Otra vez, no existe necesidad de alterar los datos que dan origen a la imagen en pantalla.

La relación utilizada para la asignación de escala con énfasis en la parte baja está dada por:

$$EL_i = A_0 * [1 - \exp(-E_i / \tau)]$$

donde EL_i es la nueva escala, A_0 el valor máximo alcanzado, E_i la escala lineal original y τ la constante de tiempo.

Por otro lado, la relación utilizada para la asignación de escala con énfasis en la parte alta viene dada por:

$$EL_{ic} = A_0 * \exp(E_{ic} / \tau)$$

donde EL_{ic} es la nueva escala, A_0 el valor máximo alcanzado, E_{ic} la escala lineal original, τ la constante de tiempo, $ic = -i + i_{\max}$ y por último i_{\max} es el índice máximo de la escala utilizada (256 en caso de reasignar sobre todo el rango de la escala en 8 bits).

De entre los procesos que tienden a corregir algunos de los problemas intrínsecos al uso de los radionúclidos podemos mencionar al suavizado. Este proceso tiende a minimizar las fluctuaciones debidas a la degradación al azar de los elementos radioactivos, mediante la realización de un promedio ponderado de un pixel con respecto a sus vecinos. Los coeficientes de peso asignados a cada uno de los puntos considerados dependen de la distancia de estos al punto en cuestión. En nuestro sistema se utiliza un kernel de nueve puntos cuyos coeficientes son:

$$\begin{array}{ccc} 1 & 2 & 1 \\ 2 & 4 & 2 \\ 1 & 2 & 1 \end{array}$$

de forma que el nuevo valor ($NV_{i,j}$) en el pixel j ,ésimo ($P_{i,j}$) está dado por la siguiente relación:

$$NV_{i,j} = [P_{i-1,j-1} + P_{i+1,j-1} + P_{i-1,j+1} + P_{i+1,j+1} + \\ 2 * (P_{i,j-1} + P_{i-1,j} + P_{i+1,j} + P_{i,j+1}) + \\ 4 * P_{i,j}] \text{ Div } 16$$

el suavizado por convolución comentado arriba sí modifica los valores que representan a la imagen en la memoria de la MP.

Otro de los procesos usuales en medicina nuclear es la eliminación de la actividad debida a los sistemas periféricos al órgano de interés, proceso que se conoce como eliminación de la radiación de fondo. Este proceso puede realizarse por modificación de la escala de asignación por selección del valor mínimo sobre el cual se empieza a hacer la reasignación de escala, pero aunque esto mejora el aspecto visual de la imagen, no corrige los valores numéricos que conforman la imagen. Es necesario aclarar que por lo general la actividad de fondo es menor que la de la zona de interés.

Para corregir por fondo los valores en la imagen, es necesario determinar antes cual es el valor que se le asigne al a la actividad del fondo. Uno de los métodos mas simples es seleccionar una región

sobre la periferia de la región de interés y asignar como el valor de la radiación del fondo al promedio de la actividad sobre esta región.

Otro método se basa también en la selección de una región sobre la periferia de la zona de interés, pero el valor del fondo que se asigne sobre cada pixel se determina mediante el promedio del resultado de la interpolación lineal de los valores desde la periferia en X y en Y hasta el pixel en cuestión, bajo la siguiente expresión:

$$F_{X,Y} = F_X + F_Y$$

$$F_X = [(X_2 - X) * a(X_1, Y) + (X - X_1) * a(X_2, Y)] / (X_2 - X_1)$$

$$F_Y = [(Y_2 - Y) * a(X, Y_1) + (Y - Y_1) * a(X, Y_2)] / (Y_2 - Y_1)$$

en donde X_2 y X_1 son las coordenadas X en la periferia, Y_2 y Y_1 son las coordenadas Y en la periferia de la zona de interés y $F_{X,Y}$ el valor del fondo en el pixel con coordenadas (X, Y) [7, 9] (Fig 2).

Existen otros métodos para la evaluación del fondo en un punto dado tal como el que ajusta una función lineal de $R^2 \rightarrow R^2$ sobre la periferia de la zona de interés, para lo que utiliza el método de la regresión lineal múltiple [10].

Así mismo, existen muchos otros procesos mas que no serán discutidos en esta ocasión [3, 7, 11].

Referencias:

- 1.- Cromwell L, Weibwl FJ, Pfeiffer EA. Biomedical instrumentation and measurements. 2a ed, Prentice-Hall, New Jersey, 1980.
- 2.- Parker RP, Smith PHS, Taylor DM. Basic science of nuclear medicine. Churchill Livingstone, New York, 1978.
- 3.- Cuenca A, Infante G. Las imágenes paramétricas cardiacas. Cardí 4:21-27, 1986.
- 4.- Erickson JJ. Nuclear medicine computer hardware. En Digital Nuclear Medicine, JJ Erikson y Rolfe FD editores, Lippincott, Philadelphia, USA, 1983.
- 5.- Lira J. Caracterización matemática de las imágenes digitales. Comunicaciones técnicas, serie investigación no. 103, Instituto de Geofísica, UNAM.
- 6.- Kliever BD. EGA/VGA, A programmer's reference guide. McGraw-Hill, New York, N. Y., 1988.
- 7.- Holman BL, Parker JA. Computer-assisted cardiac nuclear medicine. Little Brown, Boston, USA, 1981.

- 8.- Jones JP. Nuclear medicine operating systems. En Digital Nuclear Medicine, JJ Erikson y Rollo FD editores, Lippincott, Philadelphia, USA, 1983.
 - 9.- Goris ML, et. al. Interpolative background subtraction. J Nucl Med 17:744, 1976.
 - 10.- Cuarón A, et al. La computadora personal como una nueva opción para el despliegue y análisis de las imágenes de la medicina nuclear. Memorias del X congreso de la ALASByMN, México D. F., 1987.
 - 11.- Jones JP. Static image processing. En Digital Nuclear Medicine, JJ Erikson y Rollo FD editores, Lippincott, Philadelphia, USA, 1983.
-